

65045-05
ST/nh

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2002年 6月27日

出 願 番 号

Application Number:

特願2002-187904

[ST.10/C]:

[JP 2002-187904]

出 願 人

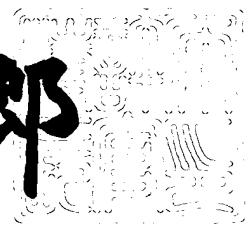
Applicant(s):

株式会社デンソー

2003年 5月13日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

太田信一郎



出証番号 出証特2003-3036022

【書類名】 特許願

【整理番号】 PSN392

【提出日】 平成14年 6月27日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 5/145

【発明者】

 【住所又は居所】 愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地 株式会社デンソー内

 【氏名】 中谷 浩人

【発明者】

 【住所又は居所】 愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地 株式会社デンソー内

 【氏名】 柳井 謙一

【特許出願人】

 【識別番号】 000004260

 【氏名又は名称】 株式会社デンソー

【代理人】

 【識別番号】 100106149

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 矢作 和行

 【電話番号】 052-220-1100

【手数料の表示】

 【予納台帳番号】 010331

 【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

 【物件名】 明細書 1

 【物件名】 図面 1

 【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 呼吸モニタ装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 寝具の下、内部もしくは表面に所定の分布で設置され、印加荷重に対応した荷重信号を出力する複数の荷重センサと、

前記荷重センサから出力される荷重信号に基づいて、就寝者の呼吸状態に対応した呼吸信号を生成する呼吸信号生成手段とを備える呼吸モニタ装置において、

前記荷重信号の前記就寝者の呼吸数に対応する周波数帯域の信号強度の、前記周波数帯域外の信号強度に対する比に基づいて、前記荷重センサを選択する荷重センサ選択手段を備え、

前記呼吸信号生成手段は、前記荷重センサ選択手段が選択する前記荷重センサから出力される荷重信号に基づいて、前記呼吸信号を生成することを特徴とする呼吸モニタ装置。

【請求項 2】 前記荷重センサ選択手段は、前記荷重信号の前記就寝者の呼吸数に対応する周波数帯域の信号強度の、前記周波数帯域より高い周波数の帯域の信号強度に対する比に基づいて、前記荷重センサを選択することを特徴とする請求項 1 に記載の呼吸モニタ装置。

【請求項 3】 前記荷重センサ選択手段は、前記荷重信号の前記就寝者の呼吸数に対応する周波数帯域の信号強度の平均値が、前記周波数帯域より高い周波数の帯域の信号強度の平均値に対し、所定倍率以上である前記荷重センサを選択することを特徴とする請求項 2 に記載の呼吸モニタ装置。

【請求項 4】 前記荷重センサ選択手段は、前記荷重信号の前記就寝者の呼吸数に対応する周波数帯域の信号強度の、前記周波数帯域より低い周波数の帯域の信号強度に対する比に基づいて、前記荷重センサを選択することを特徴とする請求項 1 ないし請求項 3 のいずれか 1 つに記載の呼吸モニタ装置。

【請求項 5】 前記荷重センサ選択手段は、前記荷重信号の前記就寝者の呼吸数に対応する周波数帯域の信号強度の平均値が、前記周波数帯域より低い周波数の帯域の信号強度の平均値に対し、所定倍率以上である前記荷重センサを選択することを特徴とする請求項 4 に記載の呼吸モニタ装置。

【請求項 6】 前記荷重センサ選択手段が前記荷重センサを選択する前に、前記荷重信号からバイアス成分を除去するバイアス成分除去手段を備えることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 5 のいずれか 1 つに記載の呼吸モニタ装置。

【請求項 7】 前記荷重センサ選択手段が前記荷重センサを選択する前に、前記荷重信号に基づいて、前記就寝者の略下方にある前記荷重センサを抽出する荷重センサ抽出手段を備えることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 6 のいずれか 1 つに記載の呼吸モニタ装置。

【請求項 8】 前記呼吸信号生成手段が生成した前記呼吸信号の振幅が、所定値以下の状態が所定時間継続した場合には、前記荷重センサから出力される新たな荷重信号に基づいて、呼吸信号を生成し直すことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 7 のいずれか 1 つに記載の呼吸モニタ装置。

【請求項 9】 前記呼吸信号生成手段が生成した前記呼吸信号に同期して報知を行なう報知手段を備えることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 8 のいずれか 1 つに記載の呼吸モニタ装置。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

【発明の属する技術分野】

本発明は、就寝時に呼吸状態をモニタすることができる呼吸モニタ装置に関するものである。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】

従来の、睡眠中の呼吸状態をモニタするモニタ装置として、特開 2 0 0 1 - 3 7 7 4 2 号公報に開示された呼吸器系疾患のモニタ装置がある。このモニタ装置は、寝具の下に所定の分布で設置され、印加荷重に対応した荷重信号を出力する複数の荷重センサを備え、荷重センサの荷重信号から就寝者の呼吸数に対応する周波数帯域の信号を呼吸信号として算出する。

【 0 0 0 3 】

このモニタ装置が呼吸信号を算出するときには、まず、荷重センサの荷重信号を周波数解析して呼吸数に対応する周波数帯域のパワースペクトルを算出する。

次に、そのパワースペクトルの強度が大きい荷重センサの荷重信号から呼吸信号を生成するようになっている。

【 0 0 0 4 】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記の従来技術のモニタ装置では、呼吸以外の要因による荷重、例えば就寝者の体重や大きな体動による荷重が荷重センサに印加され、呼吸数に対応する周波数帯域のパワースペクトルの強度が大きくなった場合には、生成される呼吸信号の精度が低下するという問題がある。

【 0 0 0 5 】

本発明は、上記点に鑑みてなされたもので、呼吸信号の精度を向上することが可能な呼吸モニタ装置を提供することを目的とする。

【 0 0 0 6 】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、請求項 1 に記載の発明では、

寝具の下、内部もしくは表面に所定の分布で設置され、印加荷重に対応した荷重信号を出力する複数の荷重センサと、

荷重センサから出力される荷重信号に基づいて、就寝者の呼吸状態に対応した呼吸信号を生成する呼吸信号生成手段とを備える呼吸モニタ装置において、

荷重信号の就寝者の呼吸数に対応する周波数帯域の信号強度の、前記周波数帯域外の信号強度に対する比に基づいて、荷重センサを選択する荷重センサ選択手段を備え、

呼吸信号生成手段は、荷重センサ選択手段が選択する荷重センサから出力される荷重信号に基づいて、呼吸信号を生成することを特徴としている。

【 0 0 0 7 】

これによると、就寝者の呼吸数に対応する周波数帯域の信号強度が、周波数帯域外の信号強度に対して十分に大きな荷重センサを選択し、この荷重センサから出力される荷重信号により呼吸信号を生成することが可能である。

【 0 0 0 8 】

すなわち、呼吸以外の要因による印加荷重変動が少ない荷重センサの荷重信号

により呼吸信号を生成することが可能である。したがって、呼吸信号生成手段において生成される呼吸信号の精度を向上することが可能である。

【 0 0 0 9 】

また、請求項 2 に記載の発明のように、荷重センサ選択手段は、荷重信号の就寝者の呼吸数に対応する周波数帯域の信号強度の、前記周波数帯域より高い周波数の帯域の信号強度に対する比に基づいて、荷重センサを選択するものとすることができる。

【 0 0 1 0 】

また、請求項 3 に記載の発明のように、具体的には、荷重センサ選択手段は、荷重信号の就寝者の呼吸数に対応する周波数帯域の信号強度の平均値が、前記周波数帯域より高い周波数の帯域の信号強度の平均値に対し、所定倍率以上である荷重センサを選択するものとすることができる。

【 0 0 1 1 】

また、請求項 4 に記載の発明のように、荷重センサ選択手段は、荷重信号の就寝者の呼吸数に対応する周波数帯域の信号強度の、前記周波数帯域より低い周波数の帯域の信号強度に対する比に基づいて、前記荷重センサを選択するものとすることができる。

【 0 0 1 2 】

また、請求項 5 に記載の発明のように、具体的には、荷重センサ選択手段は、荷重信号の就寝者の呼吸数に対応する周波数帯域の信号強度の平均値が、前記周波数帯域より低い周波数の帯域の信号強度の平均値に対し、所定倍率以上である荷重センサを選択するものとすることができる。

【 0 0 1 3 】

また、請求項 6 に記載の発明では、荷重センサ選択手段が荷重センサを選択する前に、荷重信号からバイアス成分を除去するバイアス成分除去手段を備えることを特徴としている。

【 0 0 1 4 】

これによると、例えば、就寝者の体重や大きな体動等に起因して荷重センサの荷重信号にバイアス成分が加わっていたとしても、これを除去することができる

。したがって、バイアス成分のない荷重信号により呼吸信号を生成することが可能である。このようにして、呼吸信号生成手段において生成される呼吸信号の精度を一層向上することが可能である。

【 0 0 1 5 】

また、請求項 7 に記載の発明では、荷重センサ選択手段が荷重センサを選択する前に、荷重信号に基づいて、就寝者の略下方にある荷重センサを抽出する荷重センサ抽出手段を備えることを特徴としている。

【 0 0 1 6 】

これによると、荷重センサ抽出手段が、荷重信号に基づいて就寝者が上方に乗っている荷重センサを抽出した後で、荷重センサ選択手段により荷重センサを選択することが可能である。すなわち、就寝者が乗っていない荷重センサを除外してから、荷重センサ選択手段により荷重センサを選択することが可能である。したがって、荷重センサ選択手段による選択速度を向上することが可能である。

【 0 0 1 7 】

また、請求項 8 に記載の発明では、呼吸信号生成手段が生成した呼吸信号の振幅が、所定値以下の状態が所定時間継続した場合には、荷重センサから出力される新たな荷重信号に基づいて、呼吸信号を生成し直すことを特徴としている。

【 0 0 1 8 】

呼吸数に対応する周波数帯域の信号強度と周波数帯域外の信号強度との関係によっても、荷重信号に呼吸に起因する成分がそれほど含まれていない荷重センサが荷重センサ選択手段により選択される場合がある。このような場合には、一般的に呼吸信号生成手段が生成した呼吸信号の振幅が小さくなる。

【 0 0 1 9 】

したがって、呼吸信号生成手段が生成した呼吸信号の振幅が、所定値以下の状態が所定時間継続したときには、荷重信号に呼吸に起因する成分がそれほど含まれていない荷重センサが選択された可能性が高いと判断される。このようなときには、荷重センサから出力される新たな荷重信号に基づいて、呼吸信号を生成し直すことにより、信頼性の高い呼吸信号を得ることができる。

【 0 0 2 0 】

このようにして、呼吸信号生成手段において生成される呼吸信号の精度をより一層向上することが可能である。

【 0 0 2 1 】

また、請求項 9 に記載の発明では、呼吸信号生成手段が生成した呼吸信号に同期して報知を行なう報知手段を備えることを特徴としている。

【 0 0 2 2 】

これによると、呼吸に同期した呼吸信号が生成されていない場合には、報知手段により就寝者等にこれを報知することができる。したがって、例えば寝具等の状態が適切でないなどの呼吸測定環境が好ましくない状態の改善を促すことが可能であり、好ましくない状態における呼吸信号の生成を防止することが可能である。このようにして、呼吸信号生成手段において生成される呼吸信号の精度をより一層確実に向上することが可能である。

【 0 0 2 3 】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて説明する。

【 0 0 2 4 】

図 1 は、本発明の実施の形態としての呼吸モニタ装置 A を使用する際の設置状態を示す図であり、図 2 は、呼吸モニタ装置 A の概略構成図である。

【 0 0 2 5 】

図 1 に示すように、ベッド 1 は、敷き布団等の寝具 1 0 を載置するための載置部 1 1 と、載置部 1 1 の端部から立設された背板部 1 2 とからなる。呼吸モニタ装置 A は、ベッド 1 に設置された寝具 1 0 の下部に挿入されて使用される。呼吸モニタ装置 A は、ベッド 1 上に就寝者が横になったときに就寝者の胸部から腹部の位置に対応するように、載置部 1 1 の中央部より背板部 1 2 側に設置される。

【 0 0 2 6 】

図 2 に示すように、呼吸モニタ装置 A は、シート部 2 と制御部 3 とからなる。シート部 2 は、2 枚のシート状の保護部材 2 1 間に、複数の（本例では 3 つの）センサシート 2 2 と、センサシート 2 2 毎に設けられたセンサ選択部 2 3 とを挟装して構成されている。

【 0 0 2 7 】

センサシート 2 2 は、印加荷重に応じて電気抵抗が変化（減少）する感圧素子 2 2 1 を略等間隔に複数個（本例では 3 つのシート合計で 1 6 2 個）シート状部材に配置したものである。なお、図 2 では、各感圧素子 2 2 1 とセンサ選択部 2 3 とを電氣的に接続する配線パターンの図示を省略している。

【 0 0 2 8 】

つまり、各感圧素子 2 2 1 を含む回路に電圧が印加されているときに、印加荷重に応じて感圧素子 2 2 1 の電気抵抗が変化することにより、感圧素子 2 2 1 による電圧降下値が増減するので、この電圧降下値の変化に基づいて印加荷重を各感圧素子 2 2 1 毎に独立して検出できるものである。すなわち、感圧素子 2 2 1 は、本実施形態における荷重センサである。

【 0 0 2 9 】

制御部 3 は、図 3 のブロック図に示すように、A/D変換器 3 1、マイコン 3 2、メモリ 3 3 及び表示部 3 4 によって構成される。そして、制御部 3 においては、センサシート 2 2 の各感圧素子 2 2 1 の荷重信号をセンサ選択部 2 3 によって順次選択していき、A/D変換器 3 1 を介して、アナログ値である荷重信号をデジタル値に変換した値（以下、AD 値）をマイコン 3 2 に取り込む。このとき、マイコン 3 2 は、入力すべき荷重信号を切り換えるためにセンサ選択部 2 3 にスイッチング信号を与える。

【 0 0 3 0 】

そして、マイコン 3 2 は入力された荷重信号に基づき、後述する手順に従って必要に応じて AD 値等をメモリ 3 3 に記憶させながら処理を行ない、呼吸信号である呼吸曲線を算出し、その結果を表示部 3 4 に出力する。表示部 3 4 では、呼吸強度等の呼吸状態を数値あるいはグラフ表示したり、図示しないブザーを鳴動したりする。

【 0 0 3 1 】

以上のような構成により、就寝者は、特殊なセンサを直接身体に装着することなく、自覚できない睡眠時の呼吸数や呼吸曲線等を確認することが可能になる。

【 0 0 3 2 】

次に、上記構成に基づき呼吸モニタ装置Aの作動について説明する。

【0033】

図4は、マイコン32の概略処理動作を示すフローチャートである。図示しない制御部3の電源回路に通電されると、図4に示すように、マイコン32は、まず、162個の感圧素子221が出力する荷重信号を順次読み込む（ステップS1）。

【0034】

荷重信号を読み込んだら、荷重信号の強度が所定値以上（換言すれば感圧素子221における電圧降下値が所定値以下）の感圧素子221を、上方に人が乗っている素子として抽出する（ステップS2）。すなわち、ステップS2は、本実施形態における就寝者の略下方にある荷重センサを抽出する荷重センサ抽出手段である。

【0035】

ステップS2を実行したら、ステップS2において抽出された感圧素子221から出力された荷重信号について、バイアス成分の除去を行なう（ステップS3）。感圧素子221から出力される荷重信号には、呼吸等に伴う変化成分以外に、それぞれの感圧素子221に印加される就寝者の体重等に起因する荷重成分等のバイアス成分も含まれている。

【0036】

ステップS3において、後述するステップで荷重信号に基づいて呼吸信号等の生成を行なう前に、荷重信号からバイアス成分を除去することで、呼吸状態の検出精度を向上することが可能となる。図5にバイアス成分除去処理のフローを示す。

【0037】

ステップS3に示すバイアス成分除去を実行するときには、図5に示すように、まず、呼吸数に対応する周波数（本例では、0.2～0.5Hz）よりも高いノイズ成分を除去するために、デジタルフィルタによるフィルタリング処理を行なう（ステップS31）。本例では3Hz以上の周波数帯域がカットできるデジタルフィルタを採用している。

【 0 0 3 8 】

図 6 (a) に示すグラフは、感圧素子 2 2 1 から出力された荷重信号の一例であり、この荷重信号に対しステップ S 3 1 を実行した結果が図 6 (b) に示すグラフである。

【 0 0 3 9 】

ステップ S 3 1 を実行したら、次に、略呼吸数に対応する周波数成分を除去するために、デジタルフィルタによるフィルタリング処理を行なう（ステップ S 3 2）。本例では、このステップにおいて 0. 3 H z 以上の周波数帯域がカットできるデジタルフィルタを採用している。

【 0 0 4 0 】

荷重信号のグラフで例示説明すると、ステップ S 3 1 により得られた図 6 (b) のグラフの結果に対し、ステップ S 3 2 を実行することで、図 6 (c) に示すグラフが結果として得られる。

【 0 0 4 1 】

ステップ S 3 2 を実行したら、バイアス除去曲線の算出を行なう（ステップ S 3 3）。ステップ S 3 3 では、ステップ S 3 1 で得られた結果（例えば、図 6 (b) のグラフに示す信号）からステップ S 3 2 で得られた結果（例えば、図 6 (c) のグラフに示す信号）を減算することで、バイアス成分を除去した曲線（図 6 (d) に例示）が得られる。

【 0 0 4 2 】

本実施形態では、デジタルフィルタのフィルタリング処理を 2 回行なうことで、バイアス成分の除去を行なっている。バイアス成分の除去には、バンドパスフィルタによるフィルタリング処理を行なうことも可能であるが、本実施形態の方が、フィルタ次数を低くすることができ、演算時間を短くできるという利点がある。

【 0 0 4 3 】

なお、ステップ S 3 は、本実施形態におけるバイアス成分除去手段である。本例では、3 H z 以上の周波数帯域がカットできるデジタルフィルタおよび 0. 3 H z 以上の周波数帯域がカットできるデジタルフィルタを採用したが、呼吸数に

対応する周波数の上限付近以上をカットするするフィルタおよび下限付近以上をカットするフィルタであれば採用することができる。

【 0 0 4 4 】

図 5 に示すフローに従って図 4 に示すステップ S 3 を実行したら、呼吸信号の生成に必要な荷重信号が得られる感圧素子 2 2 1 の選択を行なう（ステップ S 4）。ステップ S 2 で抽出された感圧素子 2 2 1 には、就寝者等による荷重の印加はあるものの、呼吸に伴なう荷重変化（呼吸成分）をあまり検出していないものもある。

【 0 0 4 5 】

ステップ S 4 において、後述するステップで荷重信号に基づいて呼吸信号等の生成を行なう前に、呼吸成分を多く含む荷重信号を出力している感圧素子 2 2 1 を選択することで、呼吸状態の検出精度を向上することが可能となる。図 7 に呼吸検出センサ（感圧素子）選択処理のフローを示す。

【 0 0 4 6 】

ステップ S 4 を実行するときには、図 7 に示すように、まず、ステップ S 3 により得られたバイアス成分が除去された荷重信号に対して周波数解析を行なう（ステップ S 4 1）。周波数解析は、ステップ S 2 において抽出された感圧素子 2 2 1 から出力された荷重信号に対してそれぞれ行なわれる。

【 0 0 4 7 】

図 8（a）に示すグラフは、感圧素子 2 2 1 から出力されバイアス成分が除去された荷重信号の一例であり、この荷重信号に対しステップ S 4 1 を実行した結果が図 8（b）に示すパワースペクトルのグラフである。

【 0 0 4 8 】

ステップ S 4 1 を実行したら、次に、呼吸周波数（呼吸数に対応する周波数であり、本例では前述したように 0. 2 ～ 0. 5 H z）範囲のパワースペクトル値（信号強度）の平均値 α を算出する（ステップ S 4 2）。これに合わせて、呼吸周波数より高い周波数（本例では 0. 5 H z より高い周波数）範囲のパワースペクトル値の平均値 β を算出する（ステップ S 4 3）。

【 0 0 4 9 】

ステップ S 4 3 を実行したら、パワースペクトルの呼吸周波数範囲のピーク値が大きいパワースペクトルを上位から 1 0 個選び（ステップ S 4 4）、この 1 0 個のパワースペクトルのそれぞれについて平均値 α と平均値 β とを比較して、 α が β に対し 1 0 倍以上のパワースペクトルを選択する。そして、この選択されたパワースペクトルに対応する感圧素子 2 2 1 を呼吸信号を検出するセンサの候補とする（ステップ S 4 5）。

【 0 0 5 0 】

ステップ S 4 4、S 4 5 では、図 8（c）に例示するように、平均値 α と平均値 β との関係およびピーク値を算出し、これに基づいて感圧素子 2 2 1 を絞り込む。

【 0 0 5 1 】

ステップ S 4 5 を実行したら、ステップ S 4 5 で選択されたパワースペクトルのそれぞれについて、呼吸周波数より低い周波数（本例では 0. 2 H z より低い周波数）範囲のパワースペクトル値の平均値 γ を算出する（ステップ S 4 6）。

【 0 0 5 2 】

ステップ S 4 6 を実行したら、パワースペクトルのそれぞれについて平均値 α と平均値 γ とを比較して、 α が γ に対し 5 倍以上のパワースペクトルを選択する。そして、この選択されたパワースペクトルに対応する感圧素子 2 2 1 を呼吸信号を検出するセンサとする（ステップ S 4 7）。

【 0 0 5 3 】

ステップ 4 5 およびステップ S 4 7 において選択されなかった感圧素子 2 2 1 は、呼吸以外の体動等の影響を受け呼吸信号の算出には好ましくないセンサとして除外される。ステップ S 4 7 では、図 8（d）に例示するように、平均値 α と平均値 γ との関係を算出し、これに基づいて感圧素子 2 2 1 をさらに絞り込む。

【 0 0 5 4 】

ステップ S 4 7 を実行したら、ステップ S 4 7 において選択された感圧素子 2 2 1（センサ番号）とその荷重信号をメモリ 3 3 に記憶する（ステップ S 4 8）。また、ステップ S 4 7 において選択された感圧素子 2 2 1 の内で、パワースペクトルのピーク値が最大のものを選択し、後述する呼吸曲線算出時の基準センサ

とする（ステップ S 4 9）。

【 0 0 5 5 】

なお、図 7 にフローを示した図 4 のステップ S 4 は、本実施形態における荷重センサ選択手段である。

【 0 0 5 6 】

図 7 に示すフローに従って図 4 に示すステップ S 4 を実行したら、次に、呼吸信号である呼吸曲線の算出を行なう（ステップ S 5）。図 9 に呼吸曲線算出処理のフローを示す。

【 0 0 5 7 】

ステップ S 5 を実行するときには、図 9 に示すように、まず、ステップ S 4 において選択された基準センサである感圧素子と他の感圧素子のバイアス成分除去後の荷重信号に関する相互相関関数を算出して、他の感圧素子が出力する荷重信号の基準センサが出力する荷重信号に対する位相差を算出する（ステップ S 5 1）。

【 0 0 5 8 】

ステップ S 5 1 を実行したら、次に、基準センサと略逆位相の荷重信号であるかどうか判断する。具体的には、位相差が $9/20 \sim 11/20$ 周期（ $\pi \pm \pi/10$ ）の範囲であるかどうか判断する（ステップ S 5 2）。位相差がこの範囲にある場合には、逆位相を検出する感圧素子としてメモリ 3 3 に記憶する（ステップ S 5 3）。

【 0 0 5 9 】

ステップ S 5 2 において位相差が上記範囲にないと判断された場合には、基準センサと略同位相の荷重信号であるかどうか判断する。具体的には、位相差が $\pm 1/20$ 周期（ $0 \pm \pi/10$ ）の範囲であるかどうか判断する（ステップ S 5 4）。位相差がこの範囲にある場合には、同位相を検出する感圧素子としてメモリ 3 3 に記憶する（ステップ S 5 5）。

【 0 0 6 0 】

以上の位相差による感圧素子選別のステップを、ステップ S 4 において選択された全ての感圧素子 2 2 1 に対し実行し、これを終了したら（ステップ S 5 6）

、呼吸曲線の演算を行なう（ステップ S 5 7）。

【 0 0 6 1 】

ステップ S 5 7 では、逆位相を検出する感圧素子から出力された荷重信号のバイアス成分除去後の A D 値に -1 を乗じた後加算するとともに、同位相を検出する感圧素子から出力された荷重信号のバイアス成分除去後の A D 値を加算し、これらの総和を逆位相あるいは同位相を検出するとされた感圧素子の数で除したものを呼吸曲線の値とする。

【 0 0 6 2 】

なお、図 9 にフローを示した図 4 のステップ S 5 は、本実施形態における呼吸信号生成手段である。

【 0 0 6 3 】

図 9 に示すフローに従って図 4 に示すステップ S 5 を実行したら、ステップ S 5 において算出した呼吸曲線の振幅が所定値以下の状態が所定時間（例えば 3 0 秒）以上継続したかどうか判断する（ステップ S 6）。

【 0 0 6 4 】

上述のステップ S 4 までのフローにより選択された感圧素子 2 2 1 に、呼吸に伴う荷重変動があまり印加されていない場合（例えば、センサシート 2 2 のいずれの感圧素子 2 2 1 にも呼吸に伴う荷重変動があまり印加されていないような場合）には、一般的に、ステップ S 5 において算出された呼吸曲線の値（振幅）は極めて小さくなる。

【 0 0 6 5 】

したがって、ステップ S 6 において、呼吸曲線の振幅が所定値以下の状態が所定時間以上継続したと判断した場合には、ステップ S 1 にリターンする。すなわち、新しい荷重信号を入力し、この荷重信号に基づいて呼吸曲線の算出を再度行なう（呼吸曲線の算出をやり直す）。

【 0 0 6 6 】

ステップ S 6 において否と判断した場合には、呼吸曲線強度を表示部 3 4 に出力し（ステップ S 7）、表示部 3 4 においてこれを表示する。

【 0 0 6 7 】

ステップ S 7 を実行したら、次に、制御部 3 内に設けられた図示しないブザーを呼吸曲線に同期して鳴動させ就寝者等への報知を行なう（ステップ S 8）。ステップ S 8 において、呼吸曲線に同期したブザー鳴動を行なうことにより、寝具環境が好ましくないときや、本呼吸モニタ装置を施設する位置が好ましくない等の不具合があった場合には、この不具合を改善するように促すことができる。図 1 0 に呼吸曲線の報知処理のフローを示す。

【 0 0 6 8 】

ステップ S 8 を実行するときには、図 1 0 に示すように、まず、計測開始から所定時間（本例では呼吸の 1 0 周期の時間）以内であるかどうか判断する（ステップ S 8 1）。計測開始とは、ステップ S 6 において最初に否と判断され、正常に呼吸曲線が生成されはじめた時点をいう。

【 0 0 6 9 】

ステップ S 8 1 において否と判断された場合には、以降のステップは実行しない。これは、計測開始から所定時間を超えた場合には、就寝者が睡眠に入っている可能性が高く、ブザーの鳴動により就寝者の睡眠を妨げることを防止するためである。

【 0 0 7 0 】

ステップ S 8 1 において計測開始から所定時間以内であると判断した場合には、呼吸曲線の値が正か負か判断し（ステップ S 8 2）、正のときのみブザーを鳴動させる（ステップ S 8 3）。ステップ S 8 2、S 8 3 により、呼吸曲線が正のときのみブザー鳴動することで呼吸曲線（呼吸信号）に同期した報知を行なうことができる。

【 0 0 7 1 】

本例では、ブザー鳴動により報知を行なっているが、LED の点滅等により報知を行なうものであってもよい。なお、図 1 0 にフローを示した図 4 のステップ S 8 は、本実施形態における報知手段である。

【 0 0 7 2 】

上述の構成および作動によれば、ステップ S 4、S 5 において、就寝者の呼吸数に対応する周波数帯域の信号強度が、周波数帯域外の信号強度に対して十分に

大きな感圧素子 2 2 1 を選択し、この感圧素子から出力される荷重信号により呼吸信号（呼吸曲線）を生成することが可能である。すなわち、呼吸以外の要因による印加荷重変動が少ない感圧素子 2 2 1 の荷重信号により呼吸信号を生成することが可能である。

【 0 0 7 3 】

また、ステップ S 3 において、荷重信号からバイアス成分を除去することができる。したがって、バイアス成分を除去した荷重信号から呼吸信号を生成することが可能である。

【 0 0 7 4 】

さらに、ステップ S 6 において、荷重信号に呼吸に起因する成分がそれほど含まれていない感圧素子をステップ S 4 で選択してしまったと判断した場合には、感圧素子から出力される新たな荷重信号に基づいて、呼吸信号を生成し直すことができる。

【 0 0 7 5 】

これに加えて、ステップ S 8 において、呼吸信号に同期した報知を就寝者等に行なうことにより、呼吸信号の測定環境が好ましくないときには、測定環境を改善することを促すことが可能である。

【 0 0 7 6 】

これらにより、呼吸信号の精度が向上され、信頼性の高い呼吸信号を得ることができる。

【 0 0 7 7 】

また、ステップ S 3 以降のフローを実行する前に、ステップ S 2 において、就寝者の略下方にある（就寝者が上に乗っている）感圧素子 2 2 1 を抽出している。そして、これにより絞り込まれた感圧素子の荷重信号についてのみ以降のフローを実行している。したがって、処理速度を向上することが可能である。

【 0 0 7 8 】

（他の実施形態）

上記一実施形態では、ステップ S 4 1 での周波数解析により導出したパワースペクトルの平均値 α および β の算出（ステップ S 4 2、S 4 3）をした後に、ピ

ーク値が上位 1 0 個のパワースペクトルを選択（ステップ S 4 4）したが、ステップ 4 4 を実行した後にステップ S 4 2 および S 4 3 を実行するものであってもよい。

【 0 0 7 9 】

また、上記一実施形態では、ステップ S 4 において、平均値 α の平均値 β に対する比率および平均値 α の平均値 γ に対する比率から感圧素子を選択したが、前記比率のいずれか片方のみから選択するものであってもよい。

【 0 0 8 0 】

また、上記一実施形態において、1 0 個、5 倍、1 0 倍、 $\pm 1 / 2 0$ 周期等の実数値は例示であって、感圧素子 2 2 1 の特性やセンサシート 2 2 の構成等、呼吸モニタ装置 A の諸特性に応じて適宜設定し得るものである。

【 0 0 8 1 】

また、上記一実施形態では、基準センサの呼吸体動信号と略同位相および略逆位相の荷重信号を出力する感圧素子を選定し、それらの荷重信号に基づいて呼吸曲線を算出したが、略同位相の荷重信号を出力する感圧素子のみを選定、もしくは略逆位相の荷重信号を出力する感圧素子のみを選定し、これらのいずれかの荷重信号に基づいて呼吸曲線を算出するものであってもよい。

【 0 0 8 2 】

また、荷重センサは、感圧方式に限定されるものではなく、例えば静電容量式センサや歪みゲージ等、寝具の複数箇所の局所荷重が検出できるセンサであれば使用可能である。また、センサの個数も 1 6 2 個に限定されず、任意に増減可能である。

【 0 0 8 3 】

また、上記一実施形態では、算出した呼吸強度を表示部 3 4 に表示する例について説明したが、例えばテレビ画面に専用のウィンドウを設定して、そのウィンドウ内に表示する等、既存の製品を利用して表示を行っても良い。また、呼吸信号を記憶媒体に記憶させておき、医師による診断データとして利用しても良い。さらに、その診断データを公衆回線等を利用して病院等に送信するものであってもよい。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の一実施形態における呼吸モニタ装置 A の設置状態を示す説明図である。

【図 2】

本発明の一実施形態における呼吸モニタ装置 A の概略構成図である。

【図 3】

呼吸モニタ装置 A の概略回路構成を示すブロック図である。

【図 4】

マイコン 3 2 の概略処理動作を示すフローチャートである。

【図 5】

マイコン 3 2 のバイアス成分除去処理動作を示すフローチャートである。

【図 6】

バイアス成分除去処理を説明する処理手順別のグラフである。

【図 7】

マイコン 3 2 の呼吸検出センサ選択処理動作を示すフローチャートである。

【図 8】

呼吸検出センサ選択処理を説明する処理手順別のグラフである。

【図 9】

マイコン 3 2 の呼吸曲線算出処理動作を示すフローチャートである。

【図 1 0】

マイコン 3 2 の呼吸曲線の報知処理動作を示すフローチャートである。

【符号の説明】

A 呼吸モニタ装置

2 シート部

3 制御部

2 2 センサシート

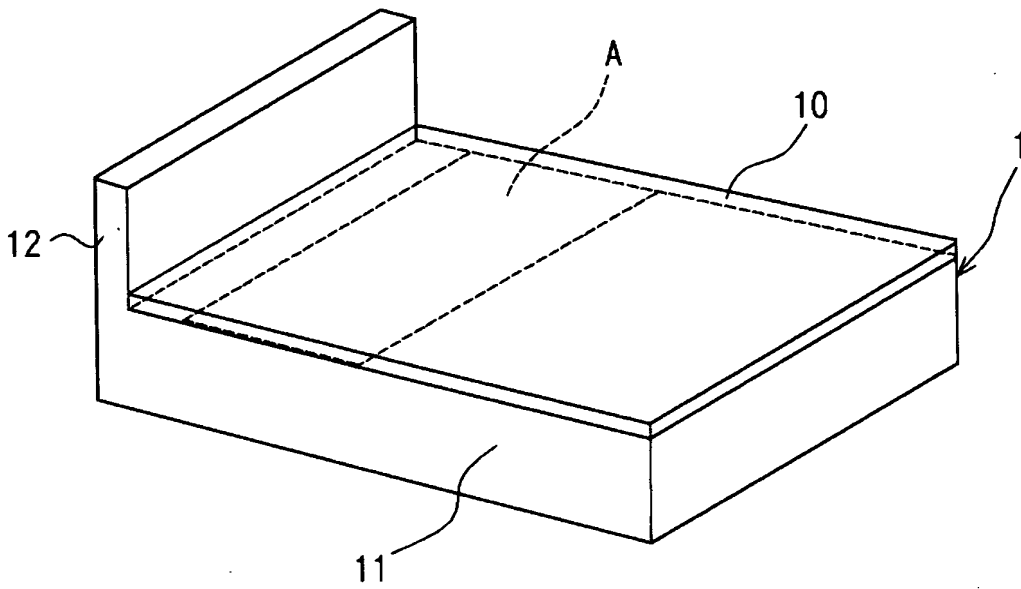
3 2 マイコン

3 4 表示部

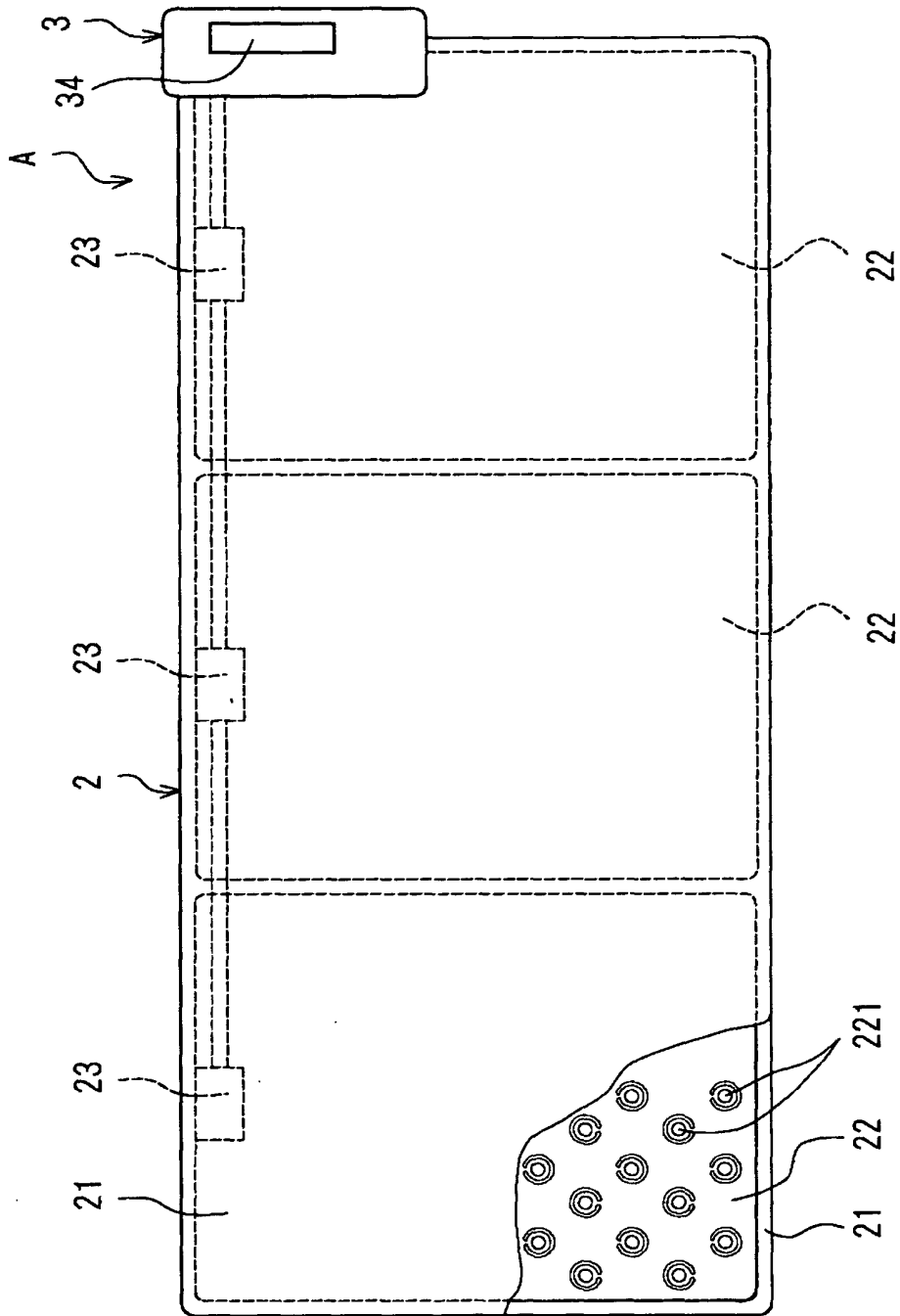
2 2 1 感圧素子（荷重センサ）

【書類名】 図面

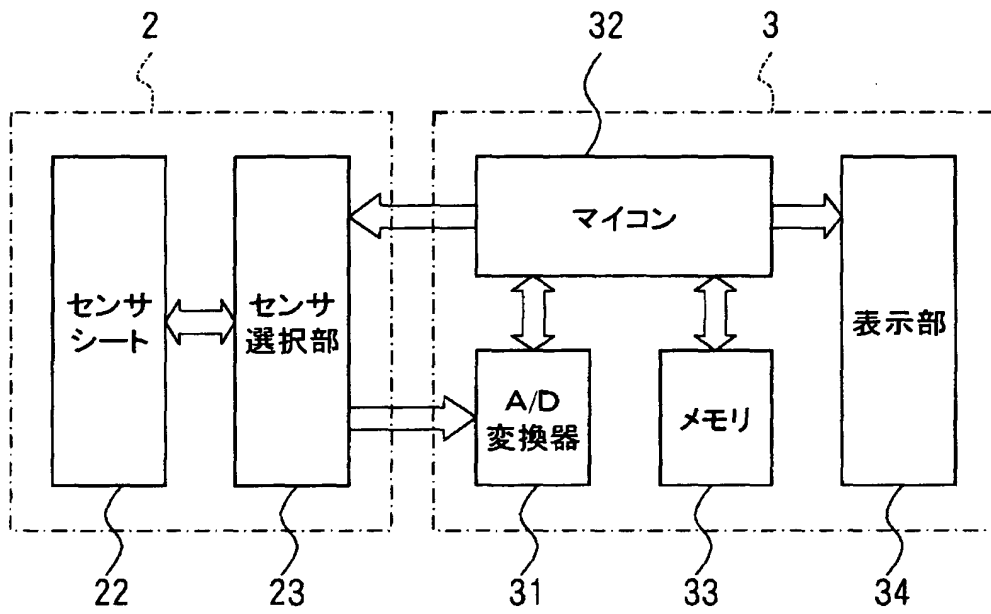
【図 1】



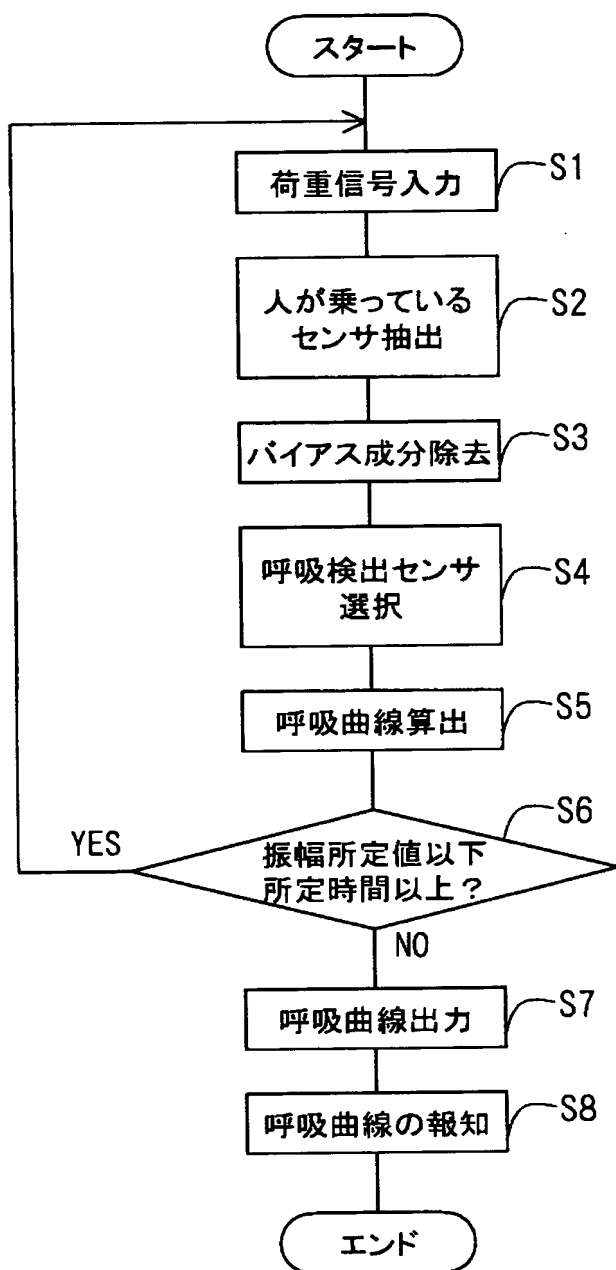
【図 2】



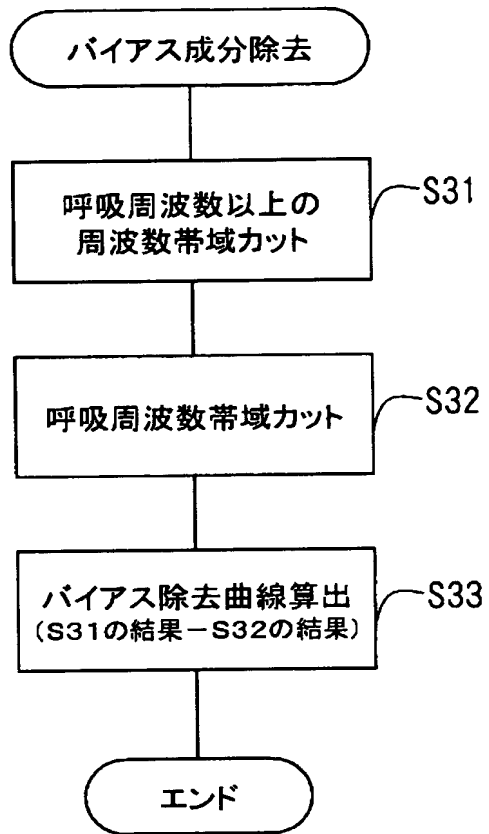
【図 3】



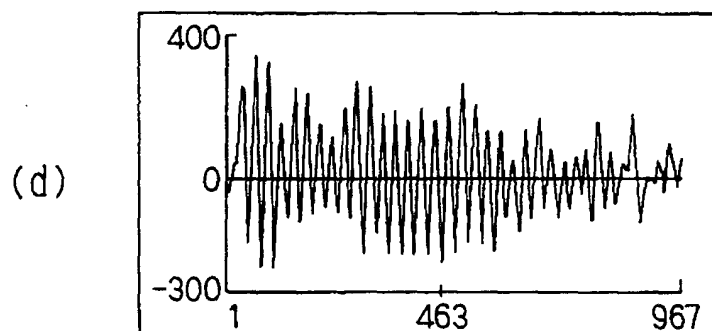
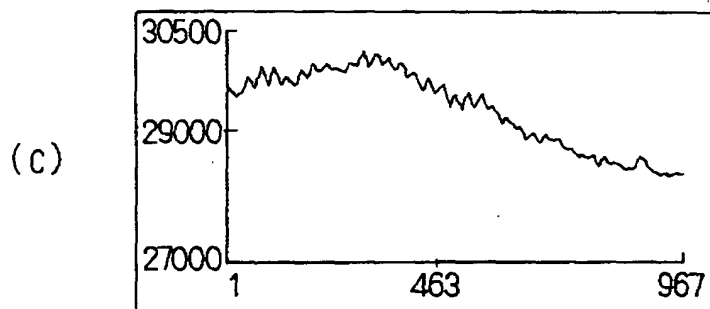
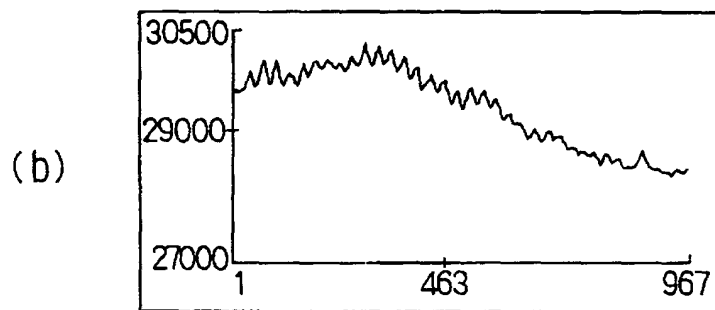
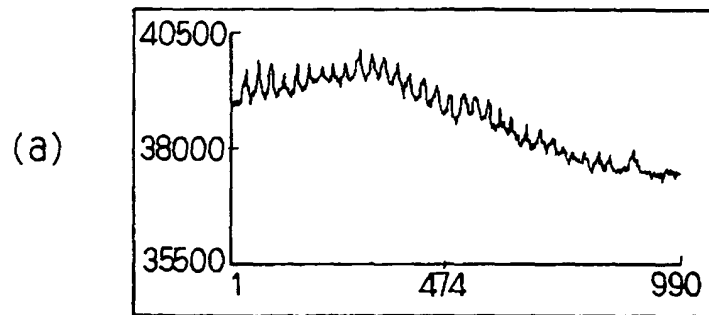
【図 4】



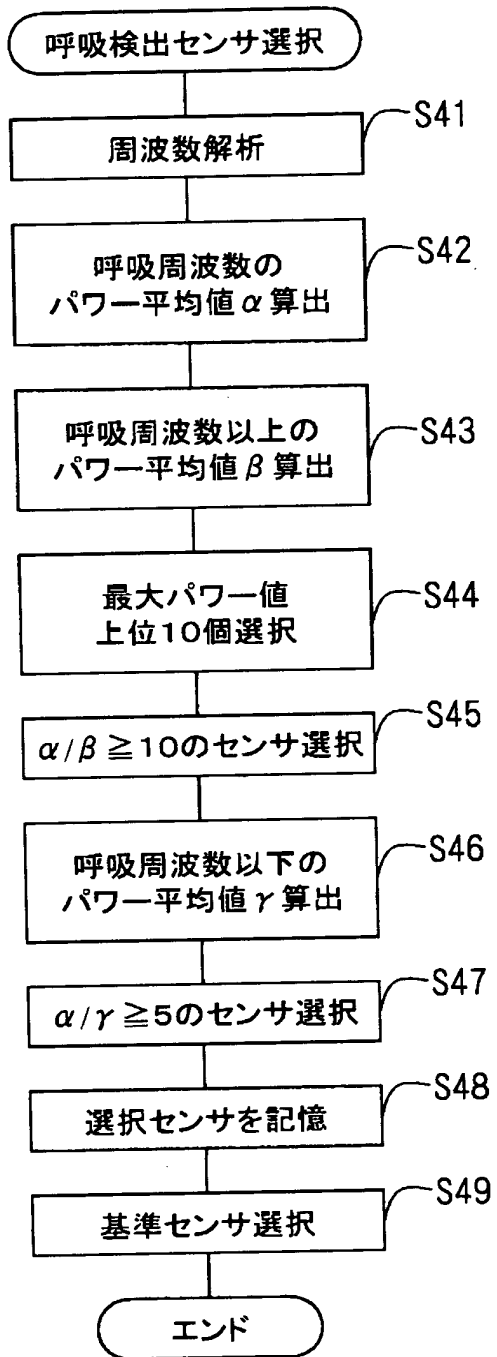
【図 5】



【図 6】

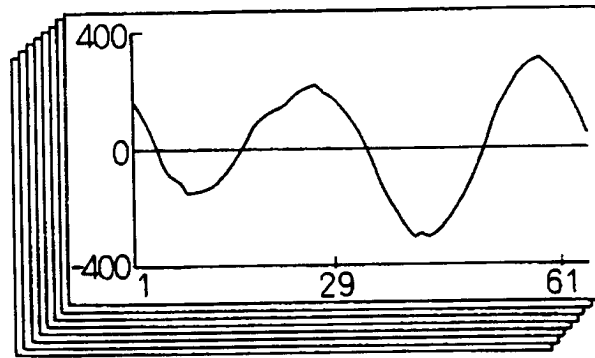


【図 7】

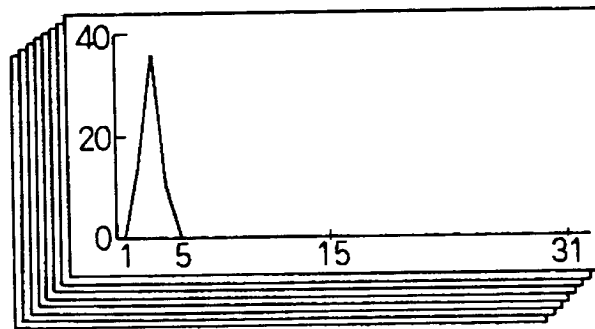


【図 8】

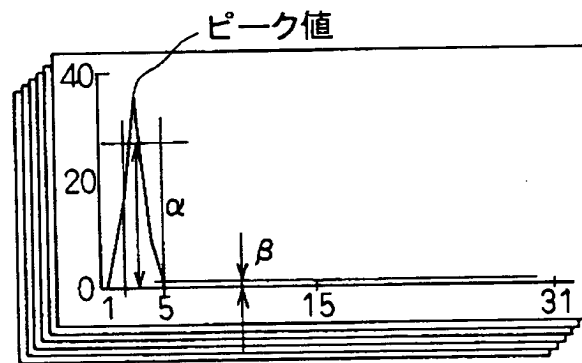
(a)



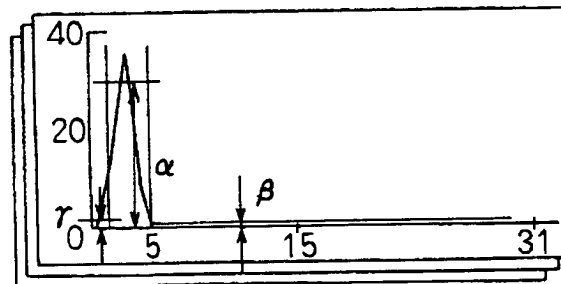
(b)



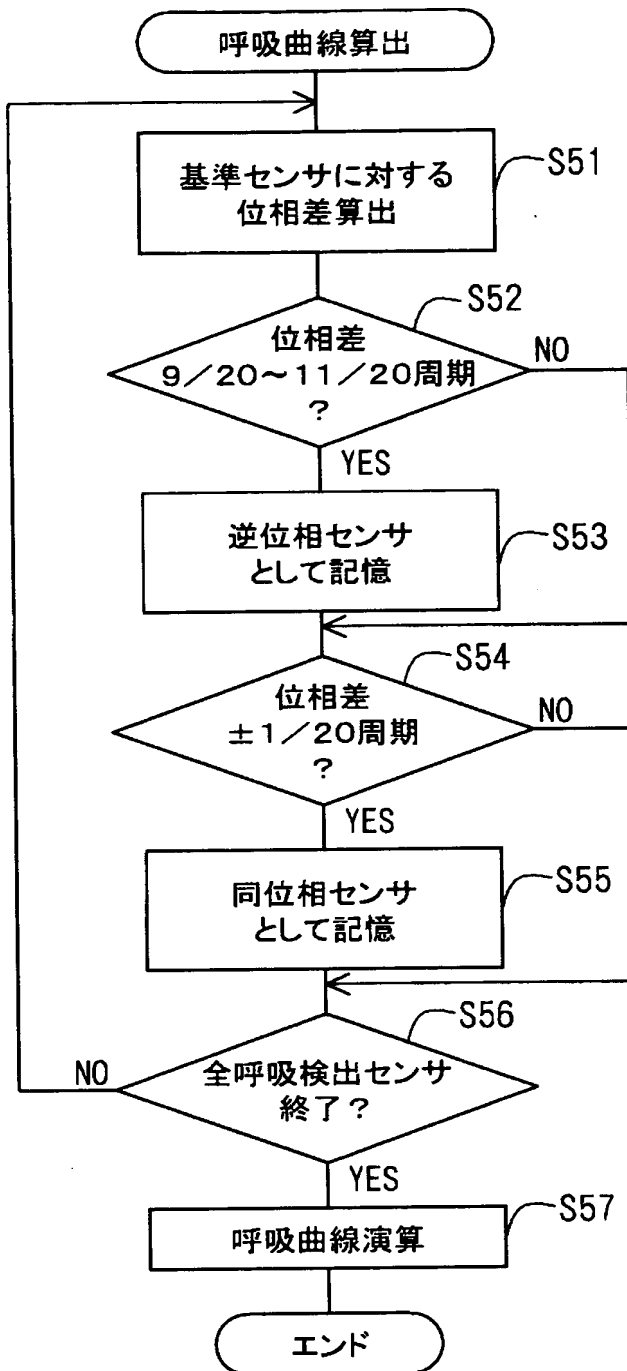
(c)



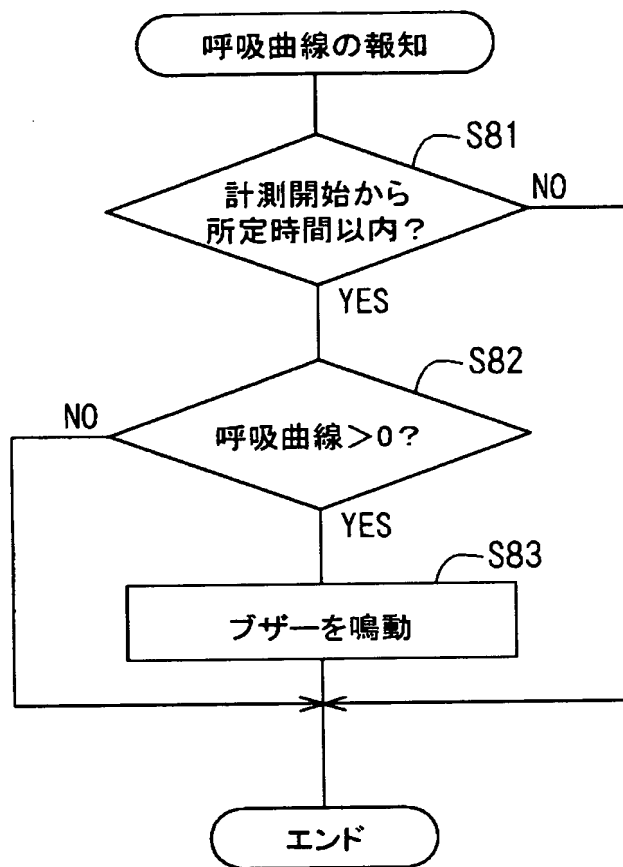
(d)



【図 9】



【図 1 0】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 呼吸信号の精度を向上することが可能な呼吸モニタ装置を提供すること。

【解決手段】 呼吸モニタ装置 A の制御部 3 は、シート部 2 に設けられた複数の荷重センサ 2 2 1 の荷重信号から、呼吸周波数域の信号強度が呼吸周波数域外の信号強度に対し所定倍率以上大きい荷重センサ 2 2 1 を選択する。そして、選択された荷重センサ 2 2 1 の出力する荷重信号に基づいて呼吸信号を生成するようになっている。

【選択図】 図 2

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [0 0 0 0 0 4 2 6 0]

1. 変更年月日	1 9 9 6 年 1 0 月 8 日
[変更理由]	名称変更
住 所	愛知県刈谷市昭和町 1 丁目 1 番地
氏 名	株式会社デンソー